



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 603 10 367 T2** 2007.09.27

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 465 539 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **603 10 367.7**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US03/00515**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **03 729 593.8**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2003/060568**

(86) PCT-Anmeldetag: **08.01.2003**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **24.07.2003**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **13.10.2004**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **13.12.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **27.09.2007**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 18/18** (2006.01)
A61F 9/01 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

348586 P	14.01.2002	US
238919	10.09.2002	US

(73) Patentinhaber:

Alcon Inc., Hünenberg, CH

(74) Vertreter:

BOEHMERT & BOEHMERT, 80336 München

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, SE, SI, SK, TR

(72) Erfinder:

CAMPIN, Alfred, John, Orlando, FL 32828, US;
PETTIT, H., George, Matiland, FL 32751, US

(54) Bezeichnung: **OPTIMIERUNG DER ABLATIONS KORREKTUR EINES OPTISCHEN SYSTEMS**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

Hintergrund der Erfindung

Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft die Messung der optischen Aberration und Korrektur und insbesondere ein System, mit dem eine empirische umfassende Optimierung einer objektiven Messung und eine Korrektur eines optischen Systems, wie beispielsweise des menschlichen Auges, erreicht werden kann.

Beschreibung des Stands der Technik

[0002] Mit optischen Systemen mit einem realen Bildfokus kann kollimiertes Licht empfangen werden und auf einen Punkt fokussiert werden. Derartige optische Systeme werden in der Natur z.B. beim menschlichen und tierischen Auge angetroffen, oder können künstlich hergestellt sein, wie z.B. Laborsysteme, Leitsysteme und dergleichen. In beiden Fällen können Aberrationen des optischen Systems die Leistungsfähigkeit des Systems beeinflussen.

[0003] Ein perfektes bzw. ideales menschliches Auge reflektiert einen auftreffenden Lichtstrahl von der Retina diffus durch die Optik des Auges, die eine Linse und eine Hornhaut umfaßt. Bei einem derartigen idealen Auge tritt in einem entspannten Zustand, d.h. in dem keine Akkommodation zur Herstellung eines Nahfeldfokus erfolgt, reflektiertes Licht aus dem Auge als eine Folge ebener Wellen aus. Jedoch weist ein reales Auge typischerweise Aberrationen auf, die eine Deformation oder Verzerrung reflektierter aus dem Auge austretender Lichtwellen bewirken. Von einem eine Aberration aufweisenden Auge wird ein auftreffender Lichtstrahl von der Retina durch die Linse und Hornhaut des Auges diffus als eine Folge verzerrter Wellenfronten reflektiert.

[0004] Im Stand der Technik ist bekannt, eine Laserkorrektur für Fokussierungsdefizienzen mit einer photorefraktiven Keratektomie (PRK), mit der die Krümmung der Hornhaut modifiziert wird, und eine LASIK-Operation durchzuführen. Bei derartigen Verfahren wird typischerweise ein 193-nm-Excimer-Laser verwendet, um Gewebe der Hornhaut abzutragen. Von Munnerlyn et al. (J. Cataract Refract. Surg. 14 (1), S. 46-52, 1988) wurden Gleichungen zur Bestimmung eines spezifischen Gewebevolument, das zur Erzielung einer gewünschten refraktiven Korrektur entfernt werden muß, angegeben. Frey (US-Patent-Nr. 5,849,006) lehrt ein Verfahren einer Verwendung eines Lasers mit kleinem Spot zur Entfernung eines gewünschten Gewebevolument, um eine gewünschte refraktive Korrektur zu bewirken.

[0005] In der US-Anmeldung Nr. 091566,668, eingereicht am 8. Mai 2000 mit dem Titel „Apparatus and Method for Objective Measurement and Correction of Optical Systems Using Wavefront Analysis“ („Vorrichtung und Verfahren zur objektiven Messung und Korrelation von optischen Systemen unter Verwendung einer Wellenfrontanalyse“) des gemeinsamen Inhabers der vorliegenden Anmeldung wird die Verwendung von Zernike-Polynomen zur Approximation einer verzerrten Wellenfront, die von einem aberrierten Auge stammt, gelehrt. Bei diesem Ansatz wird eine Wellenfront $W(x,y)$ als eine gewichtete Summe von einzelnen Polynomen ausgedrückt, wobei i von 0 bis n $C_i Z_i(x,y)$ läuft und C_i die gewichteten Koeffizienten und $Z_i(x,y)$ die Zernike-Polynome bis zu irgendeiner Ordnung sind. Wie in der [Fig. 8A](#) dargestellt, wird eine präoperativ gemessene Wellenfront **70** mit einem Algorithmus **71** behandelt, um ein Behandlungsprofil **72** zu bilden, das anschließend zu einem Korneal-Ablationssystem zur Behandlung eines aberrierten Auges übermittelt.

[0006] Die Druckschrift US 6 149 643 offenbart eine Vorrichtung zur Neuformung der Hornhaut, die dem Anwender Daten aus vorherigen Messungen zur Verfügung stellt.

Kurzbeschreibung der Erfindung

[0007] Die Erfindung ist durch die beigefügten Ansprüche definiert.

[0008] Die vorliegende Erfindung schließt eine erste Ausführungsform ein, die ein optisches Korrektursystem zur Korrektur visueller Defekte des Auges umfaßt. Das System umfaßt einen auf eine von einem Auge ausgehende Wellenfront reagierenden Wellenfrontanalysator zur Bestimmung eines optischen Wegunterschieds zwischen einer Referenzwelle und der Wellenfront. Das System umfaßt des weiteren einen Umwandler zur Bereitstellung einer optischen Korrektur basierend auf der Wegdifferenz und auf einer radial abhängigen Ablationseffizienz. Bei der Effizienzkorrektur wird ein Kompensationspolynom der Form $A + B\rho + C\rho^2 + D\rho^3 + \dots + x\rho^n$ verwendet, wobei ρ ein normierter Radius ist, der für die optische Zone spezifisch ist und von einem zen-

tralen Abschnitt der Hornhaut gemessen wird, und der einen Wert von 1 am Rand der optischen Korrekturzone erreicht, und wobei n das Polynom höchster Ordnung ist, das verwendet wird, um die radiale Wirkung genau zu beschreiben.

[0009] Ein Laserstrahl mit einer ausreichenden Leistung zum Abtragen von Material der Hornhaut wird auf die Hornhaut gerichtet. Die optische Korrektur wird durch die Entfernung einer gewählten Menge des Materials der Hornhaut erreicht, womit eine gewünschte Änderung der Form der Hornhaut, basierend auf der optischen Korrektur, erzeugt wird.

[0010] Eine zweite Ausführungsform der Erfindung ist auf ein Verfahren gerichtet zum Umwandeln gemessener Wellenfrontdaten in ein Ablationsprofil, um visuelle Defekte zu korrigieren. Das Verfahren umfaßt die Schritte zum Bereitstellen von gemessenen Wellenfrontdaten an einem aberrierten Auge durch Verfahren, wie sie auf dem Fachgebiet bekannt sind. Die gemessenen Wellenfrontdaten werden mit akkumulierten Daten von vorgehend behandelten Augen korreliert. Als nächstes werden die gemessenen Wellenfrontdaten einer Anpassung aufgrund des Korrelationsschrittes unterzogen. Diese Anpassung wird benutzt, um angepaßte Wellenfrontdaten zur Eingabe in einen Wellenfrontdatenkorrekturalgorithmus zu bilden, um daraus ein Ablationsprofil zu berechnen. Der Wellenfrontdatenkorrekturalgorithmus kann beispielsweise Zernike-Polynome, wie vorhergehend offenbart, umfassen, obgleich dies keine Einschränkung sein soll.

[0011] Die die Erfindung charakterisierenden Eigenschaften, die sich sowohl auf den Aufbau als auch auf das Betriebsverfahren beziehen, werden zusammen mit weiteren Gegenständen und Vorteilen derselben aus der folgenden Beschreibung besser verständlich, die in Verbindung mit der begleitenden Zeichnung zu betrachten ist. Man beachte ausdrücklich, daß die Zeichnung lediglich zum Zweck der Veranschaulichung und Beschreibung angegeben ist und keine Festlegung der Grenzen der Erfindung darstellen soll. Diese und weitere gelöste Aufgaben und die durch die vorliegende Erfindung erreichten Vorteile werden durch das Studium der folgenden Beschreibung, die in Verbindung mit der begleitenden Zeichnung zu lesen ist, umfassender verständlich.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

[0012] [Fig. 1](#) ist ein schematisches Diagramm eines Systems zur Bestimmung von okularen Aberrationen.

[0013] [Fig. 2](#) ist eine die gewünschten und erreichten Ablationstiefen in Abhängigkeit von der radialen Position darstellende Graphik für ein kurzsichtiges (myopisches) Auge.

[0014] [Fig. 3](#) ist eine die gewünschten und erreichten Ablationstiefen in Abhängigkeit von der radialen Position darstellende Graphik für ein weitsichtiges (hyperopisches) Auge.

[0015] [Fig. 4A](#) und [Fig. 4B](#) sind die Ablationseffizienzfunktion der vorliegenden Erfindung darstellende Graphiken: [Fig. 4A](#) gibt $1 - 0,3 r^2$ wieder, wobei $r_{\max} = 3,25 \text{ mm}$ ist; [Fig. 4B](#) gibt $0,95 - 0,3 r^2 - 0,25 r^3 + 0,3 r^4$ wieder.

[0016] [Fig. 5](#) ist ein schematisches Diagramm eines Systems zur Abgabe eines Ablationslaserstrahls an ein Auge.

[0017] [Fig. 6](#) ist ein schematisches Diagramm von wellenfrontgeleiteten Behandlungen, um eine Zielanpassung zu integrieren.

[0018] [Fig. 7](#) ist ein Ablaufdiagramm des Verfahrens der zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

[0019] [Fig. 8A](#) (Stand der Technik) stellt den Datenstrom einer gemessenen präoperativen Wellenfront zu einem Behandlungsprofil dar.

[0020] [Fig. 8B](#) stellt einen Datenstrom von einer gemessenen präoperativen Wellenfront und Behandlungsanpassungsdaten zu einem Behandlungsprofil dar.

[0021] [Fig. 9](#) ist ein Graph von präoperativen gegenüber postoperativen Refraktionen.

[0022] [Fig. 10](#) ist ein Graph einer beabsichtigten gegenüber einer erzielten defokussierenden Korrektur.

[0023] [Fig. 11](#) ist ein Graph einer beabsichtigten gegenüber einer erzielten Korrektur eines schrägen Astig-

matismus.

[0024] [Fig. 12](#) ist ein Graph einer beabsichtigten gegenüber einer erzielten Korrektur eines horizontalen/vertikalen Astigmatismus.

[0025] [Fig. 13](#) ist ein Graph einer beabsichtigten Defokus-Korrektur gegenüber einer erzielten Korrektur einer sphärischen Aberration.

[0026] [Fig. 14](#) ist ein Graph einer beabsichtigten Korrektur einen schrägen primären Astigmatismus gegenüber der erzielten Korrektur eines schrägen sekundären Astigmatismus.

[0027] [Fig. 15](#) ist ein Graph einer beabsichtigten Korrektur eines horizontalen/vertikalen primären Astigmatismus gegenüber einer erzielten Korrektur eines horizontalen/vertikalen sekundären Astigmatismus.

Detaillierte Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen

[0028] Eine Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung wird im folgenden mit Bezugnahme auf [Fig. 1-Fig. 15](#) angegeben.

[0029] Das System und das Verfahren zur Korrektur visueller Defekte eines Auges umfaßt einen Wellenfrontanalysator, wobei es sich dabei gemäß einer bevorzugten Ausführungsform um ein System **10** ([Fig. 1](#)) handelt, das dem in der gleichzeitig anhängigen Anmeldung Nr. 09/664,128 des gleichen Inhabers beschriebenen ähnlich ist, die hier im Wege der Bezugnahme aufgenommen wird. Das Gerät **10** umfaßt einen Laser **12** zur Erzeugung optischer Strahlung, die zur Herstellung eines Laserstrahls **14** mit kleinem Durchmesser verwendet wird. Der Laser **12** erzeugt einen kollimierten Laserlichtstrahl (der im Fall des Strahls **14** durch gestrichelte Linien **14** dargestellt ist) mit einer Wellenlänge und Leistung, die für das Auge keine Gefahr darstellen. Für ophthalmische Anwendungen umfassen zweckmäßige Wellenlängen das gesamte sichtbare Spektrum und das Nah-Infrarot-Spektrum. Beispielsweise liegen zweckmäßige Wellenlängen in einem Bereich von ungefähr 400-1000 nm, einschließlich der zweckmäßigen Wellenlängen 550 nm, 650 nm und 850 nm. Während im allgemeinen ein Betrieb im sichtbaren Spektrum erwünscht ist, da es sich dabei um die Bedingungen handelt, unter welchen das Auge arbeitet, kann das Nah-Infrarot-Spektrum bei bestimmten Anwendungen Vorteile bieten. Beispielsweise ist das Auge des Patienten möglicherweise entspannter, wenn der Patient nicht weiß, daß die Messung stattfindet. Unabhängig von der Wellenlänge der optischen Strahlung sollte bei ophthalmischen Anwendungen die Leistung auf für das Auge gefahrlose Pegel beschränkt sein. Für die Laserstrahlung geeignete für das Auge gefahrlose Belichtungspegel sind im US Federal Performance Standard for Laser Products zu finden. Falls die Analyse für ein anderes optisches System als das Auge ausgeführt werden soll, sollte der Wellenlängenbereich für die Untersuchung logischerweise den beabsichtigten Betriebsbereich des Systems umfassen.

[0030] Zur Auswahl eines kollimierten Laserlichtstrahlkerns **14** mit kleinem Durchmesser wird ein Iris-Diaphragma **16** verwendet, um den gesamten Laserlichtstrahl **14** mit Ausnahme des Laserstrahls **18** mit der für den Gebrauch gewünschten Größe abzublocken. Für die Zwecke der vorliegenden Erfindung umfaßt der Laserstrahl **18** einen Durchmesser im Bereich von ungefähr 0,5-4,5 mm, wobei beispielsweise 1-3 mm typisch wären. Bei einem stark aberrierten Auge wird ein Strahl mit einem geringeren Durchmesser verwendet, während ein Auge mit lediglich geringen Aberrationen mit einem Strahl größeren Durchmessers untersucht werden kann. Abhängig von der Ausgangsdivergenz des Lasers **12** kann eine Linse im Strahlweg positioniert werden, um die Kollimation des Strahls zu optimieren.

[0031] Bei dem hier beispielhaft beschriebenen Laserstrahl **18** handelt es sich um einen polarisierten Strahl, der durch einen Polarisations-empfindlichen Strahlteiler **20** geführt wird, um ihn zu einer fokussierenden optischen Anordnung **22** zu leiten, die den Laserstrahl **18** durch die Optik des Auges **120** (z.B. die Hornhaut **126**, die Pupille **125** und die Linse **124**) auf die Retina **122** fokussiert. Man beachte, daß im Falle eines Patienten, der sich einer Katarakt-Operation unterzogen hat, die Linse **124** gegebenenfalls nicht vorhanden ist. Jedoch hat dies keinen Einfluß auf die vorliegende Erfindung.

[0032] Die optische Anordnung **22** bildet den Laserstrahl **18** als einen kleinen Lichtpunkt an oder in der Nähe der Fovea Centralis **123** des Auges ab, wo das Sehvermögen des Auges am schärfsten ist. Man beachte, daß der kleine Lichtpunkt von einem anderen Teil der Retina **122** zurückreflektiert werden könnte, um Aberrationen bezüglich eines anderen Aspekts des Sehvermögens einer Person zu bestimmen. Beispielsweise könnten Aberrationen speziell in Bezug auf das periphere Sehvermögen einer Person festgestellt werden, falls der Licht-

punkt von dem die Fovea Centralis **123** umgebenden Bereich der Retina **122** zurückreflektiert würde. In allen Fällen kann der Lichtpunkt eine solche Größe aufweisen, daß ein nahezu Beugungsbegrenztes Bild der Retina **122** gebildet wird. Somit übersteigt der durch den Laserstrahl **18** an der Fovea Centralis **123** erzeugte Lichtpunkt ungefähr 100 µm im Durchmesser nicht und liegt typischerweise in der Größenordnung von 10 µm.

[0033] Die diffuse Reflektion des Laserstrahls **18** von der Retina **122** zurück wird durch durchgezogene Linien dargestellt, die die durch das Auge **120** zurücklaufende Strahlung kennzeichnen. Die Wellenfront **34** trifft auf die optische Anordnung **22** auf und breitet sich durch diese aus und trifft auf den Polarisations-sensitiven Strahlteiler **20**. Die Wellenfront **24** ist aufgrund der Reflektion und Brechung relativ zum Laserstrahl **18** depolarisiert, wenn die Wellenfront **34** von der Retina **122** ausgeht. Dementsprechend wird die Wellenfront **24** am Polarisations-sensitiven Strahlteiler **20** gedreht und auf einen Wellenfrontanalysator **26**, wie beispielsweise einen Hartmann-Shack (H-S)- Wellenfrontanalysator, gerichtet. Im allgemeinen mißt der Wellenfrontanalysator **26** die Neigung der Wellenfront **24**, d.h. die partiellen Ableitungen in Abhängigkeit von X und Y bei einer Anzahl von (X, Y) Transversalkoordinaten. Diese Information über die partiellen Ableitungen wird dann dazu verwendet, die ursprüngliche Wellenfront durch einen mathematischen Ausdruck, wie beispielsweise eine gewichtete Reihe von Zernike-Polynomen, zu rekonstruieren oder anzunähern.

[0034] Die Polarisationszustände des einfallenden Laserstrahls **18** und der Strahlteiler **20** minimieren die Menge der den Sensorabschnitt des Wellenfrontanalysators **26** erreichenden Streulaserstrahlung. In einigen Situationen kann die Streustrahlung verglichen zu der vom gewünschten Ziel (z.B. der Retina **122**) zurückkommenden Strahlung relativ gering sein, so daß die Polarisationsanforderungen nicht notwendig sind.

[0035] Die vorliegende Erfindung kann in weitem Umfang an Sehdefekte angepaßt werden und mit ihr kann, betreffend die Messung von okularen Aberrationen, als solches ein neuer Level bezüglich des dynamischen Bereichs erreicht werden. Die Verbesserung des dynamischen Bereichs wird mit der optischen Anordnung **22** und/oder einem Wellenfrontsensorabschnitt des Wellenfrontanalysators **26** erreicht. Die optische Anordnung **22** umfaßt eine erste Linse **220**, einen flachen Spiegel **221**, einen Porro-Spiegel **222** und eine zweite Linse **224**, die alle längs des Weges eines Laserstrahls **18** und der Wellenfront **24** angeordnet sind. Die erste **220** und die zweite Linse **224** sind identische an festen Positionen gehaltene Linsen. Der Porro-Spiegel **222** kann linear bewegt werden, wie durch den Pfeil **223** gekennzeichnet ist, um die optische Weglänge zwischen den Linsen **220** und **224** zu ändern. Man beachte jedoch, daß die vorliegende Erfindung nicht auf die spezielle Anordnung des flachen Spiegels **221** und des Porro-Spiegels **222** beschränkt ist und daß andere optische Anordnungen verwendet werden können ohne von der Lehre und den Vorteilen der vorliegenden Erfindung abzuweichen.

[0036] Eine "Nullposition" des Porro-Spiegels wird durch Ersetzen des Auges **120** durch eine Kalibrierungsquelle mit kollimiertem Licht festgelegt, um über eine Referenzwellenfront, wie beispielsweise eine perfekte ebene Welle **110** zu verfügen. Eine derartige Quelle könnte durch einen mit einem Strahlteleskop auf einen Durchmesser aufgeweiteten Laserstrahl, mit dem die Bildebene des Wellenfrontanalysators **26** abgedeckt wird, realisiert sein und bei einer Einstellung des Porro-Spiegels **222**, bei der Wellenfrontanalysator das Licht als kollimiert wahrnimmt. Man beachte, daß die durch den Porro-Spiegel **222** verursachten Änderungen der optischen Weglänge in Dioptrien kalibriert sein können, so daß eine näherungsweise sphärische Dioptrienkorrektur bereitgestellt werden kann.

[0037] Um die Wirksamkeit einer Behandlung mit einem bestimmten Strahlprofil zur Bewirkung einer gewünschten Änderung der Brechung empirisch zu bestimmen, wurden Daten über die in vivo Ablation der menschlichen Hornhaut mit bekannten Ablationsprofilen und bekannten Laserstrahlfluenzprofilen gesammelt. Die Präzision und der Mangel an Subjektivität der oben erläuterten Wellenfrontmessungen wurden zur Bestimmung der optischen Ergebnisse und somit der effektiven Behandlungseffizienz bestimmter Ablationsprofile verwendet. Abweichungen von der erwarteten Änderung des Aberrationsgehaltes können relativen Unterschieden der Ablationseffizienz über die Oberfläche der Hornhaut zugerechnet werden.

[0038] Aus klinischen Daten wurde unter Verwendung von nominalen Ablationsprofilen sowohl für Kurzsicht als auch Weitsicht eine einzige verallgemeinerte Ablationseffektivitätsfunktion abgeleitet. Die Daten wurden aus nominalen Ablationsprofilen gesammelt, die unter Verwendung eines Abtastpunktes eines engen Strahls eines Excimer-Lasers erhalten wurden, wie z.B. dem in den US-Patentschriften 5,849,006 und 5,632,742 offenbarten.

[0039] Die radialsymmetrische Abschwächungsfunktion gemäß der vorliegenden Erfindung wurde durch die Analyse von Grafiken der beabsichtigten und erhaltenen Ablationstiefe gegenüber der normierten radialen Hornhautposition für das kurzsichtige ([Fig. 2](#)) und das weitsichtige ([Fig. 3](#)) Auge bestimmt. In allgemeiner

Form umfaßt die Ablationseffizienzfunktion die Polynomform $A + B\rho + C\rho^2 + D\rho^3 + \dots + X\rho^n$, wie oben beschrieben wurde. Bei einer speziellen Ausführungsform weist die Funktion die Form $A + B\rho + C\rho^2 + D\rho^3 + E\rho^4$ auf, wobei beispielhafte Koeffizienten $A \approx 0,95$, $B \approx 0$, $C \approx -0,3$, $D = -0,25$, und $E = 0,3$ für einen Radius von 3,25 mm für die optische Zone sind. Die Ablationseffizienzfunktion umfaßt jede beliebige radiale Abhängigkeit der tatsächlichen Ablationsrate, d.h. beispielsweise pro Puls entferntes Gewebe in Mikrometern. Jedoch integriert sie auch beliebige biomechanische Effekte oder intrinsische Änderungen der optischen Eigenschaften der Hornhaut, die das optische Ergebnis in einer Radial-abhängigen Weise beeinflussen können.

[0040] Die Abschwächungs- oder Effizienzfunktion wird dann dazu verwendet, das Behandlungsprofil durch Einbeziehen der gewünschten Änderung der Tiefe der Hornhaut (das nominale Ablationsprofil) und Teilen desselben durch die Abschwächungsfunktion zu ändern. Daraus ergibt sich ein neues Profil, das, wenn es abgetragen wird, zur gewünschten Änderung führt.

[0041] Bei einer bestimmten Ausführungsform wird die Abschwächung durch Berechnen der Zernike-Beschreibung des Ablationsprinzips und Teilen des Zernike-Polynoms durch das Abschwächungsprofil erhalten, das in das Laserstrahl-Versorgungssystem eingegeben wird:

$$P_{\text{input}}(\rho, \theta) = P_{\text{soll}}(\rho, \theta) / (A + B\rho + C\rho^2 + D\rho^3 + \dots + X\rho^n)$$

[0042] In einer einfachen Graphik dieser Funktion, d.h. $1 - 0,3 r^2$, wobei $r_{\text{max}} = 3,25$ mm ([Fig. 4A](#)), variiert die radial abhängige Ablationseffizienz zwischen einem Wert von ungefähr 1 in der Nähe eines zentralen Ortes, an dem $r \approx 0$ auf der Oberfläche der Hornhaut, und einem Wert von ungefähr 0,7 in einer Entfernung vom zentralen Ort, bei der $r \approx 3,25$ mm ist.

[0043] Eine detailliertere Version der Abschwächungsfunktion mit einer komplexeren Form, d.h. $0,95 - 0,3 r^2 - 0,25 r^3 + 0,3 r^4$, ist in [Fig. 4B](#) gezeigt. Die bei einem bestimmten Laserbehandlungssystem verwendete spezielle Funktion kann von speziellen Eigenschaften dieser Vorrichtung, wie beispielsweise der Strahlleistung etc. abhängen. Daher können die Koeffizienten im Polynom der Abschwächungsfunktion so angepaßt werden, daß die Ergebnisse für bestimmte Behandlungsbedingungen optimiert werden.

[0044] Vorzugsweise basiert die optische Korrektur des weiteren auf den Brechungsindizes der Medien, welche die Wellenfront durchquert. Bei einer speziellen Ausführungsform liefert der Umwandler die Wegdifferenz unter Verwendung einer Zernike-Rekonstruktion der Wellenfront und die Wegdifferenz wird durch eine Differenz zwischen dem Brechungsindex des Materials der Hornhaut und dem Brechungsindex der Luft geteilt. Die optische Korrektur stellt eine vorgeschriebene Änderung der Krümmung der Oberfläche der Hornhaut des Auges dar und die durch Neuformen der Krümmung der Oberfläche der Hornhaut des Auges erhaltene optische Korrektur basiert auf der vorgeschriebenen Änderung ohne die resultierende Topographie der Gesamtoberfläche der Hornhaut zu berücksichtigen.

[0045] Ein beispielhaftes Laserstrahlversorgungssystem **5** ([Fig. 5](#)), das ein Laserstrahlversorgungs- und ein Augenverfolgungssystem umfassen kann, kann beispielsweise dasjenige umfassen, das im US-Patent 5,980,513 des gleichen Inhabers der vorliegenden Anmeldung gelehrt wird, dessen Inhalte hierin im Wege der Bezugnahme aufgenommen werden. Der Laserstrahlversorgungsabschnitt des Systems **5** umfaßt eine Behandlungslaserquelle **500**, eine Projektionsoptik **510**, eine X-Y-Translationspiegeloptik **520**, einen Strahltranslationskontroller **530**, einen dichroitischen Strahlteiler **200** und eine Spiegeloptik **300** zur Einstellung des Strahlwinkels. Die Laserpulse werden als Einzelschüsse über den abzutragenden oder zu erodierenden Bereich vorzugsweise in einer verteilten Folge verteilt, so daß die gewünschte Form des Ziels bzw. der Hornhaut erhalten wird. Vorzugsweise wird der gepulste Laserstrahl so verschoben, daß die Einzelschüsse auf eine Mehrzahl räumlich versetzter Positionen auf der Oberfläche der Hornhaut gerichtet werden, um eine Mehrzahl von räumlich verteilten Ablationspunkten zu bilden. Jeder dieser Punkte kann einen vorbestimmten Durchmesser, wie beispielsweise 2,5 oder 1,0 mm und eine Intensitätsverteilung, die beispielsweise durch ein Gaussches oder ein im allgemeinen flaches Verteilungsprofil über dem Punkt definiert ist, umfassen.

[0046] Beim Betrieb des Strahlversorgungsabschnitts des Systems **5** erzeugt die Laserquelle **500** einen Laserstrahl **502**, der auf die Projektionsoptik **510** einfällt. Die Projektionsoptik **510** stellt den Durchmesser und die fokale Länge des Strahls **502** abhängig von den Erfordernissen der speziellen durchgeführten Prozedur ein.

[0047] Der Strahl **502** trifft nach dem Austritt aus der Projektionsoptik **510** auf die X-Y-Translationsspiegeloptik **520** auf, in der der Strahl **502** unabhängig längs jeder der beiden orthogonalen Translationsachsen gemäß der Steuerung durch den Strahltranslationskontroller **530** versetzt oder verschoben wird. Bei dem Controller

530 handelt es sich typischerweise um einen Prozessor, der mit einem vorbestimmten Satz zweidimensionaler Translationen oder Verschiebungen des Strahls **502** abhängig von der speziellen durchgeführten ophthalmischen Prozedur programmiert ist. Jede der X- und Y-Translationsachsen wird durch einen Translationsspiegel unabhängig gesteuert.

[0048] Der Augenverfolgungsabschnitt des Systems **5** umfaßt einen Augenbewegungssensor **100**, einen dichroitischen Strahlteiler **200** und eine Spiegeloptik **300** zur Einstellung des Strahlwinkels. Der Sensor **100** bestimmt den Umfang der Augenbewegung und dieser Betrag wird dazu verwendet, die Spiegel **310** und **320** für eine der Augenbewegung entsprechende Verfolgung einzustellen. Um dies zu erreichen, überträgt der Sensor **100** zuerst die Lichtleistung **101-T**, die für eine Übertragung durch den dichroitischen Strahlteiler **200** ausgewählt wurde. Zum selben Zeitpunkt trifft der Strahl **502** auf den dichroitischen Strahlteiler **200** auf, nachdem er einer Strahltranslation entsprechend der speziellen Behandlungsprozedur unterzogen wurde, die so gewählt wurde, daß der Strahl **502** (z.B. ein Laserstrahl mit einer Wellenlänge von 193 nm) auf die Spiegeloptik **300** zur Einstellung des Strahlwinkels reflektiert wird.

[0049] Die Lichtleistung **101-T** wird so ausgerichtet, daß sie parallel zum Strahl **502** verläuft, wenn er auf die Strahlteiler **300** zur Einstellung des Strahlwinkels auftritt. Man beachte, daß der Ausdruck "parallel" in der hier verwendeten Form die Möglichkeit umfaßt, daß die Lichtleistung **101-T** und der Strahl **502** koinzident oder kollinear sein können. Sowohl die Lichtleistung **101-T** als auch der Strahl **502** werden durch die Optik **300** entsprechend zueinander eingestellt. Dementsprechend behalten die Lichtleistung **101-T** und der Strahl **502** ihre parallele Beziehung, wenn sie auf das Auge **120** einfallen. Da die X-Y-Translationsspiegeloptik **520** die Position des Strahls **502** unabhängig von der Optik **300** translatorisch verschiebt, wird die parallele Beziehung zwischen dem Strahl **502** und der Lichtleistung **101-T** während der gesamten speziellen ophthalmischen Prozedur beibehalten.

[0050] Die Spiegeloptik zur Einstellung des Strahlwinkels besteht aus sich unabhängig drehenden Spiegeln **310** und **320**. Der Spiegel **310** ist um die Achse **312** drehbar, wie durch den Pfeil **314** angegeben ist, während der Spiegel **320** um die Achse **322** drehbar ist, wie durch den Pfeil **324** angezeigt wird. Die Achsen **312** und **322** sind orthogonal zueinander. Auf diese Weise kann der Spiegel **310** die Lichtleistung **101-T** und den Strahl **502** in einer ersten Ebene (z.B. Höhe) bewegen, während der Spiegel **320** die Lichtleistung **101-T** und den Strahl **502** in einer zweiten Ebene (z.B. azimuthal), d.h. senkrecht zur ersten Ebene unabhängig davon bewegen kann. Nach dem Austritt aus der Spiegeloptik **300** zur Einstellung des Strahlwinkels treffen die Lichtleistung **101-T** und der Strahl **502** auf das Auge **120** auf.

[0051] Die Bewegung der Spiegel **310** und **320** wird typischerweise durch Servokontroller und Motorantriebe **316** bzw. **326** erreicht. Im allgemeinen müssen die Antriebe **316** und **326** für eine schnelle Reaktion geeignet sein, um schnell reagieren zu können, wenn der vom Augenbewegungssensor **100** gemessene Fehler groß ist, und müssen eine sehr große Verstärkung von niedrigen Frequenzen (DC) bis zu ungefähr 100 Rad pro Sekunde liefern, um praktisch sowohl einen stationären als auch einen instationären Fehler zu eliminieren.

[0052] Insbesondere liefert der Augenbewegungssensor **100** ein Maß für den Fehler zwischen dem Zentrum der Pupille (bzw. einem vom Arzt gewählten Versatz vom Zentrum der Pupille) und dem Ort, auf den der Spiegel **310** zeigt.

[0053] Die vom Auge **120** reflektierte Lichtleistung **101-R** breitet sich durch die Optik **300** und den Strahlteiler **200** zur Detektion am Sensor **100** zurück aus. Der Sensor **100** bestimmt den Betrag der Augenbewegung basierend auf den Änderungen der reflektierten Leistung **101-R**. Die für den Betrag der Augenbewegung charakteristischen Fehlersteuerungssignale werden durch den Sensor **100** zur Spiegeloptik **300** zur Einstellung des Strahlwinkels rückgekoppelt. Die Fehlersteuerungssignale steuern die Bewegung bzw. Neuausrichtung der Spiegel **310** und **320**, um die Fehlersteuerungssignale auf Null zu bringen. Bei diesem Vorgang werden die Lichtleistung **101-T** und der Strahl **502** entsprechend der Augenbewegung bewegt, während die tatsächliche Position des Strahls **502** relativ zur Mitte der Pupille durch die X-Y-Translationsspiegeloptik **520** gesteuert wird.

[0054] Um einen Vorteil aus den Eigenschaften des Strahlteilers zu ziehen, muß es sich bei der Lichtleistung **101-T** um eine andere Wellenlänge handeln als der des Behandlungslaserstrahls **502**. Die Lichtleistung sollte vorzugsweise außerhalb des sichtbaren Spektrums liegen, so daß sie die Betrachtung des Auges **120** durch den Arzt nicht behindert oder stört. Des weiteren muß die Lichtleistung **101-T** gemäß der Definition des American National Standards Institute (ANSI) "für das Auge gefahrlos sein", falls die vorliegende Erfindung für ophthalmische chirurgische Operationen verwendet wird. Eine Vielzahl von Lichtwellenlängen erfüllen die oben angegebenen Erfordernisse. Beispielsweise kann die Lichtleistung **101-T** Infrarotlicht im Bereich der Wellen-

länge von 900 nm umfassen. Licht in diesem Bereich erfüllt die oben angegebenen Kriterien und kann des weiteren mit leicht erhältlichen, wirtschaftlich günstigen Lichtquellen produziert werden. Eine solche Lichtquelle ist ein bei 4 kHz arbeitender 905 nm GaAs-Laser mit hoher Pulsrepetitionsrate, der einen ANSI-definierten für das Auge ungefährlichen Puls von 10 nJ in einem Puls von 50 ns produziert. Ein Ablationssystem für die Hornhaut mit einer Ablation bei 193 nm in einem Fluenzbereich von 100-1000 mJ/cm² und einem kleinen Spot (< 2,5 mm) kann ebenfalls verwendet werden. Bei einer bevorzugten Ausführungsform werden ein Spot < 1,0 mm und Spitzenfluenzen von 400-600 mJ/cm² verwendet.

[0055] Es ist erkennbar, daß erfindungsgemäß ein eine Kompensationskorrekturfunktion lieferndes System und Verfahren bereitgestellt wird, mit der die Ablationseffizienzfunktion negiert bzw. aufgehoben werden kann, so daß die tatsächliche gewünschte Form des zu entfernenden Volumens der Hornhaut erhalten werden kann, womit ein ideales optisches Ergebnis bewirkt wird.

[0056] Eine zweite Ausführungsform der vorliegenden Erfindung umfaßt ein System und ein Verfahren zum Umwandeln von gemessenen Wellenfrontdaten in ein Ablationsprofil zur Verwendung in einer Laserkorrekturoperation an einem Auge **120**. Die Daten können beispielsweise unter Verwendung eines Systems **10**, wie das in [Fig. 1](#) schematisch dargestellte, erlangt werden, obgleich dies nicht als eine Beschränkung gedacht ist. Das System und das Verfahren dienen zum Umwandeln der gemessenen Wellenfrontdaten in ein Ablationsprofil zum Korrigieren der gemessenen visuellen Defekte. Das Ablationsprofil wird anschließend an das Auge **120** unter Verwendung des Systems **5**, wie in [Fig. 5](#) gezeigt, geliefert, obgleich dies nicht als Beschränkung gedacht ist. Das System **60** der [Fig. 6](#) und [Fig. 8B](#) zeigt, wie die Eingabewellenfront **64** aus der gemessenen präoperativen Wellenfront **65** und den Behandlungsanpassungsparametern **66** berechnet wird, wobei die Anpassungsparameter aus den ermittelten Tendenzen berechnet werden.

[0057] Bei diesem Aspekt der Erfindung wurden ortsunspezifische Tendenzen durch Analysieren von Daten bestimmt, die prä- oder postoperativ gesammelt wurden, wobei die Daten in einer Datenbank **61** gespeichert wurden, die in elektrischer Verbindung mit einem Prozessor **62** steht, auf dem sich ein Softwarepaket **63** zur Ausführung der Berechnungen der Ablationsprofile der vorliegenden Erfindung befindet. Der Fachmann wird verstehen, daß sich ein solches System **60** mit dem Ort ändern kann und daß ortsspezifische Tendenzen wie vorgehend bestimmt werden können.

[0058] Wie vorhergehend beschrieben berücksichtigt der Algorithmus **67** ([Fig. 8B](#)) eine radial verringerte Wirksamkeit der Ablation, wenn sich der Behandlungslaserstrahl von der Hornhautmitte wegbewegt, um eine geeignete Aberrationskorrektur anzuwenden. Das Ziel des Algorithmus ist ein Berechnen dieser modifizierten Eingabewellenfront, die, wenn sie als Grundlage für die Laserkorrekturoperation verwendet wird, wie hierin beschrieben, ein Behandlungsprofil **68** hervorbringt, das zu einem idealen optischen Ergebnis führt.

[0059] Der vorhergehend beschriebene Algorithmus wird sowohl bei myopischen als auch bei hyperopischen Korrekturen verwendet, und es wurde gezeigt, daß er gute klinische Resultate über beide Bereiche hervorbringt, die eine signifikant geringere postoperative sphärische Aberration erzeugen als frühere bekannte Behandlungssysteme. Der Algorithmus wurde jedoch zur Verwendung für beide Korrekturarten entwickelt, wobei jegliche Effekte, die einer von diesen eigen ist (z.B. das postoperative Heilungsverhalten, biomechanische Kräfte etc.), möglicherweise nicht optimal in dem gemeinsamen Algorithmus berücksichtigt werden.

[0060] Wenn die Effekte konsistent sind (d.h. keinem bestimmten chirurgischen Ort, Mikrokeratom, usw. eigen ist) und vorhersagbar sind (d.h. durch einfache mathematische Ausdrücke genau zu beschreiben sind), ist ein bestimmtes Verfahren **700** zum Berücksichtigen von diesen das Anpassen der Zielwellefrontereingabe in den Behandlungsalgorithmus, wie in dem Ablaufdiagramm der [Fig. 7](#) gezeigt ist. Dieses Verfahren erhält den bewährten Algorithmus während gleichzeitig eine feste Anpassung automatisch hinzugefügt wird, die in einer bevorzugten Ausführungsform für myopische Korrekturen an der Zielwellenfront spezifisch ist, um die Ergebnisse von Myopia-Operationen zu optimieren. Dies ist nicht als Beschränkung gedacht und das System kann genauso gut für eine hyperopische Operation angewandt werden.

[0061] Das Verfahren **700** umfaßt die Schritte zum Messen von präoperativen und postoperativen Wellenfrontdaten an mehreren aberrierten Augen (Block **701**) und zum Speichern der gemessenen präoperativen und postoperativen Wellenfrontdaten in einer Datenbank **61** (Block **702**). Die präoperativen Wellenfrontdaten werden über einen ersten Radius gemessen und die postoperativen Wellenfrontdaten über einen zweiten Radius, der geringer ist als der erste Radius. Der erste und zweite Radius umfassen z.B. 3,25 mm bzw. 2,5 mm, obgleich diese Größen nicht als Einschränkungen gedacht sind.

[0062] Ein Satz der präoperativen Daten und der postoperativen Daten wird anschließend skaliert, um eine Größenübereinstimmung mit den anderen präoperativen Daten und postoperativen Daten zu erreichen (Block **703**). Im klinischen Versuch wurde kein meßbarer Unterschied zwischen einem Hochskalieren der postoperativen Daten und einem Herunterskalieren der präoperativen Daten gefunden.

[0063] Als nächstes werden gemessenen Wellenfrontdaten von einem unbehandelten, aberrierten Auge **120** gesammelt (Block **704**). Als nächstes wird eine optische Wegdifferenz zwischen einer Referenzwelle und der Wellenfront bestimmt (Block **705**). Die gemessenen Wellenfrontdaten und die gespeicherten Daten werden zu einem Polynom geformt, das mehrere Koeffizienten enthält (Block **706**). In einer bevorzugten Ausführungsform umfaßt das Polynom ein Zernike-Polynom.

[0064] Die gemessenen Wellenfrontdaten werden mit akkumulierten Daten an früher behandelten Augen, die in der Datenbank **61** gespeichert sind, korreliert (Block **707**). Vorzugsweise wird jeder Koeffizient mit einem oder mehreren Koeffizienten der gespeicherten Daten korreliert.

[0065] Als nächstes wird eine Anpassung an den gemessenen Wellenfrontdaten aufgrund der Korrelation vorgenommen, um angepaßte Wellenfrontdaten zur Eingabe in einen Wellenfrontdatenkorrekturalgorithmus zu bilden (Block **708**). Dieser Algorithmus wird anschließend benutzt, um ein Korneal-Ablationsprofil zu berechnen (Block **709**).

[0066] Die analytischen Verfahren und exemplarische klinische Ergebnisse werden anschließend im Zusammenhang mit den [Fig. 9](#) bis [Fig. 15](#) gezeigt. Die in der Analyse umfaßten Augen einer myopischen Gruppe, für die Dreimonats-Folgedaten verfügbar waren, mit **118** Augen aus vier Orten. Die Daten für jedes Auge umfassen Wellenfrontmessung bei präoperativen und Dreimonats-Kontrollen zusammen mit Phorometrie-Refraktionen in den gleichen Intervallen.

[0067] Die Wellenfrontmessungen in der beispielhaften Ausführungsform sind mit einer Vorrichtung erzeugt, wie sie in [Fig. 1](#) dargestellt ist, unter Verwendung einer Wellenlänge von 670 nm, obgleich dies nicht als Beschränkung beabsichtigt ist. Präoperative Wellenfronten sind über einen Radius von 3,25 mm rekonstruiert, der zu der optischen Zone einer Laserablation paßt. Die postoperativen Daten werden über einen kleineren Radius, 2,5 mm, bearbeitet, um zu vermeiden, daß seitliche Wellenfrontdaten die Erhebung innerhalb der Wellenfrontzone beeinflussen. Um einen direkten Vergleich der prä- und postoperativen Daten zu ermöglichen, wird einer der Datensätze auf die einheitliche Kreisgröße des anderen Datensatzes skaliert. Beide Skalierungen werden geprüft und die Ergebnisse waren konsistent über beide Größen. Hierin sind die Ergebnisse für das Heraufskalieren der Daten bei 2,5 mm auf 3,25 mm enthalten.

[0068] Die beabsichtigte Änderung in den verschiedenen Zernike-Termen wurde mit der tatsächlich erreichten bei drei Monaten verglichen. Alle Daten wurden auf einen Radius von 3,25 mm skaliert, und anschließend wurden die postoperativen Zernike-Koeffizienten von den präoperativen Werten abgezogen. Die Differenzen wurden gegenüber den präoperativen Werten analysiert mit dem Ziel einer verbleibenden Aberrationen von Null für jede Operation. Die beabsichtigten und erzielten Änderungen in den Wellenfrontaberrationen wurde statistisch analysiert, um signifikante Korrelationen, entweder positive oder negative, zu identifizieren. Jeder Eingangsterm wurde gegenüber jedem Ausgangsterm geprüft.

[0069] In Fällen, bei denen eine signifikante Korrelation zwischen einer erzielten Aberrationsänderung und einer oder mehreren beabsichtigten Aberrationsänderungen besteht, wurde eine Analyse des geringsten Fehlerquadrats angewandt, um das optimale lineare Verhältnis zu bestimmen. Wenn beispielsweise festgestellt wurde, daß die erzielte (achieved) Änderung im Zernike-Term C_M signifikant von den beabsichtigten (attempted) Änderungen in sowohl C_M als auch in einer zweiten Aberration C_N abhängt, ist das Ergebnis der Tendenzanalyse eine Gleichung, die das best genähertste lineare Verhältnis beschreibt:

$$\text{achieved } C_M = A (\text{attempted } C_M) + B (\text{attempted } C_N) + K,$$

wobei A und B die am besten angenäherten linearen Abhängigkeiten sind und K ein konstanter Offset-Term ist.

[0070] Falls irgendwelche signifikanten Tendenzen auftreten, werden die Daten in zwei Untergruppen aufgeteilt, welche die Augen aus der größten Gruppe enthalten und die verbleibenden Augen von den anderen der vier Orte. Die Daten werden neu analysiert für diese zwei Untergruppen und mit den größeren kombinierten Gruppen verglichen, um sicherzustellen, daß die Tendenzen über die Orte konsistent waren.

[0071] In **Fig. 9** ist das Verhältnis zwischen den sphärisch äquivalenten Brechungen präoperativ (Abszisse) und drei Monate postoperativ (Ordinate) aufgrund der Phoropterprüfung für N = 118 dargestellt. Die Ergebnisse sind nicht signifikant mit der präoperativen Myopia korreliert. Man kann möglicherweise sehen, daß die Linie der besten Anpassung im wesentlichen horizontal und etwas negativ verschoben ist. Über den gesamten beabsichtigten myopischen Korrekturbereich besteht eine Tendenz einer leichten Unterkorrektur mit einem Mittel von etwa 1/4 Dioptrie. Dieses Ergebnis bestätigt sich, wenn die Daten in die Ortsuntergruppen aufgeteilt werden, wie in der Tabelle 1 gezeigt ist. Auch wenn die Differenz klein ist, nimmt man an, daß individuell angepaßte Behandlungen verbessert werden können, wenn die myopische Zielkorrektur in der Wellefront um 1/4 Dioptrie erhöht wird.

Tabelle 1 Vergleich von Prä- und Post-OP. SE-Refraktion für verschiedene Orte.		
Datengruppe	Mittlere SE-Refraktion Prä-OP (D)	Mittlere SE-Refraktion nach 3 Monaten (D)
Alle Augen (N = 118)	-3,38	-0,26
Waterloo (N = 62)	-3,31	-0,20
Andere Orte (N = 56)	-3,47	-0,32

[0072] Beim Vergleich der beabsichtigten gegenüber den erzielten Änderungen in den verschiedenen Wellenfrontaberrationen sind folgende signifikante Ergebnisse enthalten:

- Eine Analyse mit linearer Regression zeigte einen hohen Korrelationsgrad zwischen beabsichtigten und erzielten Korrekturen für jede der Wellenfrontaberrationen zweiter Ordnung (d.h. Defokus, primärer schräger Astigmatismus und primärer horizontaler/vertikaler Astigmatismus – C_3 , C_4 und C_5).
- Für den Term C_5 , welcher dem horizontalen/vertikalen Astigmatismus entspricht, bestand ein konsistenter kleiner Offset (d.h. ein kleiner konstanter Term in dem linearen Verhältnis des besten Fits).
- Die erzielten Änderung in allen Aberrationen dritter Ordnung (sphärische Aberration, sekundärer schräger Astigmatismus und sekundärer horizontaler/vertikaler Astigmatismus – C_6 bis C_9) sowie die zwei „Tetrafoil“-Aberrationen vierter Ordnung (C_{13} und C_{14}) korrelieren alle positiv mit jeder der beabsichtigten Änderungen, obgleich die Korrelationskoeffizienten kleiner sind als jene, die in den Termen zweiter Ordnung zu beobachten sind.
- Die erzielten Änderungen in den drei verbleibenden Aberrationen (C_{10} , C_{11} und C_{12}) waren insofern einheitlich, daß sie signifikant mit den beabsichtigten Änderungen in den anderen Aberrationen (C_3 , C_4 bzw. C_5) sowie mit sich selbst korrelieren.
- Keine anderen Aberrationen zeigen eine signifikante Querkorrelation.

[0073] **Fig. 10** zeigt das Verhältnis zwischen der beabsichtigten gegenüber der erzielten Defokus-Korrektur (C_3). Für alle 118 Augen beträgt die erzielte Änderung im Mittel 89,89% der beabsichtigten mit einem hohen Korrelationsgrad. Dieses Ergebnis besteht auch, wenn die Daten in zwei Untergruppen, wie Tabelle 2 gezeigt, aufgeteilt werden.

Tabelle 2 Analyse mit linearer Regression einer Defokus-Wellefrontfehlerkorrektur.		
Datengruppe	Bester Fit der linearen Steigung	Korrelationskoeffizient
Alle Augen (N = 118)	0,8989	+0,943
Waterloo (N = 62)	0,8915	+0,961
Nicht-Waterloo (N = 56)	0,9073	+0,929

[0074] **Fig. 11** zeigt die beabsichtigte gegenüber der erzielten Korrektur der Aberration des schrägen Astigmatismus (C_4) wieder für N = 118. Im Mittel wurden 97% der beabsichtigten Korrektur erreicht. Es bestand ein kleiner Unterschied in dieser prozentualen Korrektur für die verschiedenen Untergruppen, wie in Tabelle 3 gezeigt ist.

Tabelle 3 Analyse mit linearer Regression einer Korrektur des schrägen Astigmatismus.

Datengruppe	Bester Fit der linearen Steigung	Korrelationskoeffizient
Alle Augen (N = 118)	0,9675	+0,8732
Waterloo (N = 62)	0,8767	+0,8566
Nicht-Waterloo (N = 56)	1,0564	+0,8952

[0075] [Fig. 12](#) zeigt das Verhältnis zwischen der beabsichtigten und der erzielten Korrektur des horizontalen/vertikalen Astigmatismus (C_5) wieder für N = 118. Während die Steigung wieder fast eins und die Korrektur recht hoch ist, besteht ein finiter Offset in der Linie der linearen Regression. Dieses Ergebnis wurde konsequent in allen Untergruppenanalysen beobachtet, wie in Tabelle 4 gezeigt ist.

Tabelle 4 Analyse mit linearer Regression der Wellefrontfehlerkorrektur von horizontalem/vertikalem Astigmatismus

Datengruppe	Bester Fit der linearen Steigung	Offset	Korrelationskoeffizient
Alle Augen (N = 118)	0,9569	+0,000684	+0,8653
Waterloo (N = 62)	0,9808	+0,000430	+0,9305
Nicht-Waterloo (N = 56)	0,9540	+0,000967	+0,8319

[0076] Die erzielte Änderung in dem Term der sphärischen Aberration (C_{10}) korrelierte positiv mit der beabsichtigten Korrektur der sphärischen Aberration, und sogar noch positiver korreliert mit der beabsichtigten Defokus-Korrektur. Das letztere Verhältnis ist in [Fig. 13](#) mit N = 118 gezeigt. Die besten Korrelationsverhältnisse für die verschiedenen Untergruppen sind Tabelle 5 gezeigt.

Tabelle 5 Analyse mit linearer Regression der sphärischen Aberrations-Korrektur

Datengruppe	Beabsichtigte C_{10} -Abhängigkeit	Beabsichtigte C_3 -Abhängigkeit	Korrelationskoeffizient
Alle Augen (N = 118)	0,6471	-0,0491	+0,6775
Waterloo (N = 62)	0,6520	-0,0533	+0,7235
Nicht-Waterloo (N = 56)	0,6336	-0,0441	+0,6322

[0077] Die erzielte Änderung in dem Term des schrägen sekundären Astigmatismus (C_{11}) war am stärksten positiv korreliert mit der beabsichtigten Änderung in dem primären schrägen Astigmatismus (C_4), wie in der [Fig. 14](#) gezeigt ist, gefolgt von der beabsichtigten C_{11} -Änderung. Die Regressionskoeffizienten für das Verhältnis sind in Tabelle 6 gezeigt.

Tabelle 6 Regressionsanalyse des sekundären schrägen Astigmatismus

Datengruppe	Beabsichtigte C_{11} -Abhängigkeit	Beabsichtigte C_4 -Abhängigkeit	Korrelationskoeffizient
Alle Augen (N = 118)	0,4873	-0,1751	+0,5884
Waterloo (N = 62)	0,4490	-0,1807	+0,6437
Nicht-Waterloo (N = 56)	0,5376	-0,1703	+0,5469

[0078] Die erzielte Änderung in dem Term des sekundären horizontalen/vertikalen Astigmatismus (C_{12}) hat am stärksten positiv korreliert mit der beabsichtigten Änderung in dem primären horizontalen/vertikalen Astig-

matismus (C_5), wie in der [Fig. 15](#) gezeigt ist, gefolgt durch die beabsichtigte C_{12} -Änderung. Die Regressionskoeffizienten für das kombinierte Verhältnis sind in der Tabelle 7 gezeigt. Ein kleiner negativer Offset war ebenso zu beobachten.

Tabelle 7 Regressionsanalyse des sekundären horizontalen/vertikalen Astigmatismus				
Datengruppe	Beabsichtigte C_{12}-Abhängigkeit	Beabsichtigte C_5-Abhängigkeit	Offset	Korrelationskoeffizient
Alle Augen (N = 118)	0,7468	-0,1460	-0,000116	+0,6991
Waterloo (N = 62)	0,6150	-0,1372	-0,000041	+0,6787
Nicht-Waterloo (N = 56)	0,8715	-0,1588	-0,000201	+0,7473

[0079] Der allgemeine mathematische Ansatz, der zur Entwicklung der zielsetzenden Gleichungen verwendet wird, ist wie folgt. Berücksichtigte eine nachhaltige Tendenz zwischen der beabsichtigten Änderung in einer bestimmten Aberration (attempted C_N) und die erzielte Änderung in diesem Term (achieved C_N):

$$\text{achieved } C_N = a (\text{attempted } C_N) + b \quad (1)$$

[0080] Das bedeutet:

$$\text{attempted } C_N = [(\text{achieved } C_N) - b]/a. \quad (2)$$

[0081] Wenn es das Ziel ist, die erzielte Änderung gleich dem gemessenen Wellenfrontfehler (measured C_N) zu machen, beträgt die Zielwerteingabe in den Behandlungsalgorithmus (target C_N):

$$\text{target } C_N = [(\text{measured } C_N) - b]/a \quad (3)$$

[0082] Für Terme höherer Ordnung, bei denen die erzielte Aberrationsänderung mit mehr als einem beabsichtigten Parameter verknüpft ist, wird ein konservativer mathematischer Ansatz berücksichtigt. Die Ausgangsgleichung entspricht der Gleichung (1):

$$\text{achieved } C_N = a (\text{attempted } C_N) + c (\text{attempted } C_X) + b,$$

was zu folgendem führt:

$$\text{attempted } C_N = [(\text{achieved } C_N) - c (\text{attempted } C_X) - b]/a.$$

[0083] Für alle drei betrachteten Aberrationen höherer Ordnung ist jedoch die Unsicherheit in a größer als die in c . In allen drei Fällen ist a eine positive Zahl kleiner als 1, was zu einem Anstieg in dem beabsichtigten C_N führt. Es wird 1 gesetzt, um die Änderung in dem Koeffizient vergleichsweise moderat zu halten. Von diesem Punkt an die Logik die gleiche, wie sie zur Erzeugung der Gleichung (3) verwendet wurde. Die endgültigen Ziel-funktionen, die zur Behandlung verwendet werden, sind bezogen auf einen Einheitskreisradius von 3,25 mm:

1.

$$\text{target } C_3 = 1,11 (\text{measured } C_3) + 0,000714$$

2.

$$\text{target } C_4 = 1,03 (\text{measured } C_4)$$

3.

$$\text{target } C_5 = 1,04 (\text{measured } C_5) + 0,000715$$

4.

$$\text{target } C_{10} = (\text{measured } C_{10}) + 0,055 (\text{measured } C_3) + 0,00035$$

5.

target $C_{11} = (\text{measured } C_{11}) + 0,18 (\text{measured } C_4)$

6.

target $C_{12} = (\text{measured } C_{12}) + 0,15 (\text{measured } C_5)$

[0084] Der Offset in (1) entspricht etwa 1/4 Dioptrie eines Defokus-Fehlers über einem Einheitskreisradius 3,25 mm. Der Offset in (3) entspricht dem gleichen Wert eines gemischten Astigmatismus. Der Offset in (4) besteht aufgrund des Offsets in (1), d.h. ein kleiner Anteil des Defokus-Offsets zieht sich durch zu dem Verhältnis höherer Ordnung. Es besteht kein Offset in (6), weil der Offset in der Tendenz für C_{12} durch den durchgezogenen Offset von (3) negiert wurde.

[0085] In der vorhergehenden Beschreibung wurden aus Gründen der Knappheit, Klarheit und des Verständnisses bestimmte Ausdrücke verwendet. Da diese Ausdrücke hier lediglich zur Beschreibung verwendet werden und breit auszulegen sind, implizieren sie keine über die Anforderungen des Stands der Technik hinausgehenden unnötigen Beschränkungen. Darüber hinaus sind die Ausführungsformen des hier veranschaulichten und beschriebenen Gerätes lediglich beispielhaft angegeben und der Umfang der Erfindung ist nicht auf die exakten Einzelheiten der Konstruktion beschränkt.

[0086] Nachdem die Erfindung, die Konstruktion, die Funktionsweise und der Gebrauch der bevorzugten Ausführungsform derselben und die dadurch erhaltenen vorteilhaften neuen und nützlichen Ergebnisse beschrieben wurden, sind neue und nützliche Konstruktionen und für den Fachmann offensichtliche, zweckmäßige, mechanische Äquivalente derselben in den beigefügten Ansprüchen dargelegt.

Patentansprüche

1. System zum Umwandeln gemessener Wellenfrontdaten in ein Ablationsprofil zur Korrektur von Sehfehlern, das folgendes aufweist:

einen Prozessor (**62**); und

eine Datenbank, die akkumulierte Daten (**61**) von vorhergehend behandelten Augen aufweist;

Software (**63**), die sich auf dem Prozessor befindet;

dadurch gekennzeichnet, daß die Software für folgendes eingerichtet ist:

Formen der gemessenen Wellenfrontdaten als ein Polynom, das mehrere Koeffizienten aufweist,

Korrelieren der gemessenen Wellenfrontdaten mit den akkumulierten Daten (**61**) durch Korrelieren jedes Koeffizienten mit wenigstens einem Koeffizienten der akkumulierten Daten, wobei die akkumulierten Daten (**61**) Polynome aufweisen, von denen jedes mehrere Koeffizienten aufweist; und

Anwenden einer Anpassung auf die gemessenen Wellenfrontdaten auf Grundlage des Korrelationsschritts, um angepaßte Wellenfrontdaten für eine Eingabe in einen Algorithmus zur Wellenfrontdatenkorrektur zu bilden, um daraus ein Hornhautablationsprofil zu berechnen.

2. System nach Anspruch 1, bei dem die Software (**63**) weiterhin dafür eingerichtet ist, eine optische Wegdifferenz zwischen einer Referenzwelle und der Wellenfront zu bestimmen.

3. System nach Anspruch 1, bei dem die gemessenen Wellenfrontdaten präoperative Wellenfrontdaten aufweisen, die über einen ersten Radius gemessen sind, und postoperative Wellenfrontdaten, die über einen zweiten Radius gemessen sind, der kleiner als der erste Radius ist, wobei die präoperativen Wellenfrontdaten und die postoperativen Wellenfrontdaten skaliert werden, um eine Größenanpassung zwischen ihnen zu erzielen.

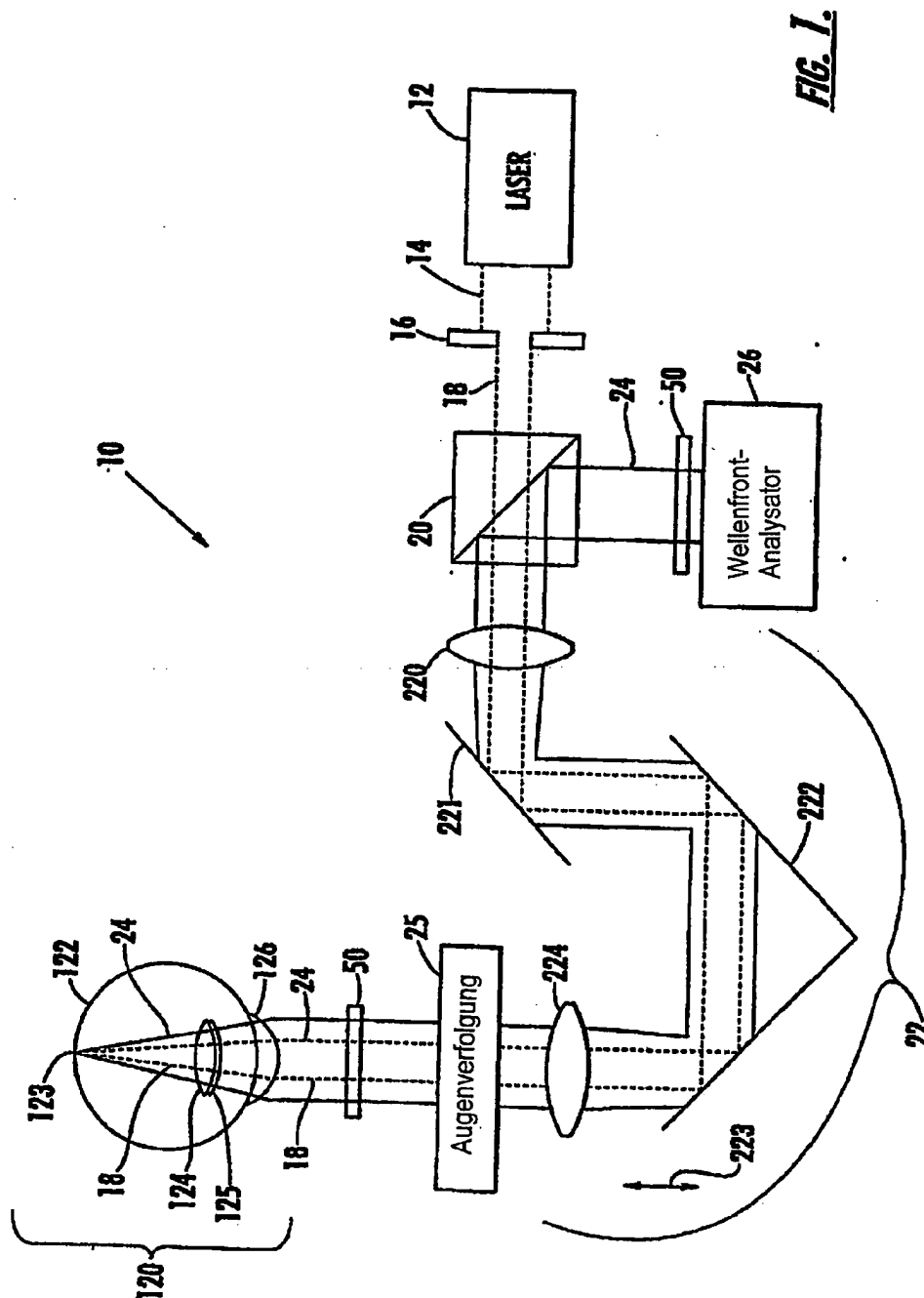
4. System nach Anspruch 1, bei dem das Polynom ein Zernike-Polynom umfaßt.

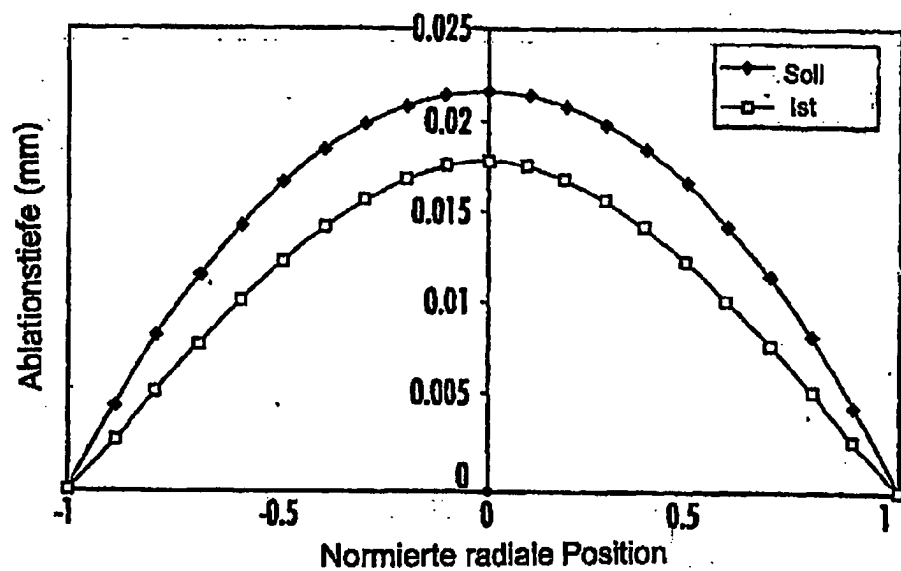
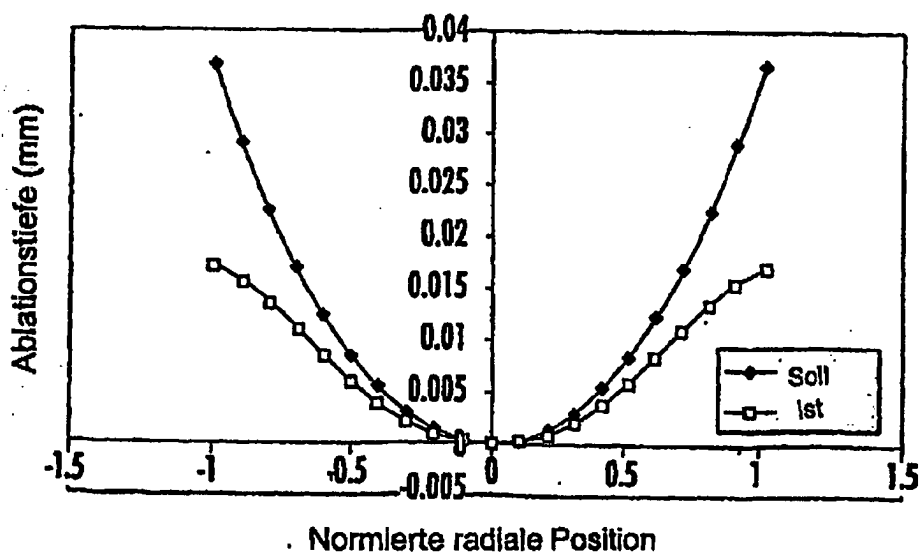
5. System nach Anspruch 1, bei dem der Algorithmus zur Wellenfrontdatenkorrektur dafür eingerichtet ist, ein Auge zu korrigieren, das durch Kurzsichtigkeit oder Weitsichtigkeit gekennzeichnet ist und durch Aberrationen höherer Ordnung dominiert ist.

6. System nach Anspruch 1, bei dem die Anpassung im wesentlichen seitenunabhängig ist.

7. System nach Anspruch 1, bei dem die Anpassung seitenabhängig ist.

Es folgen 12 Blatt Zeichnungen



**FIG. 2.****FIG. 3.**

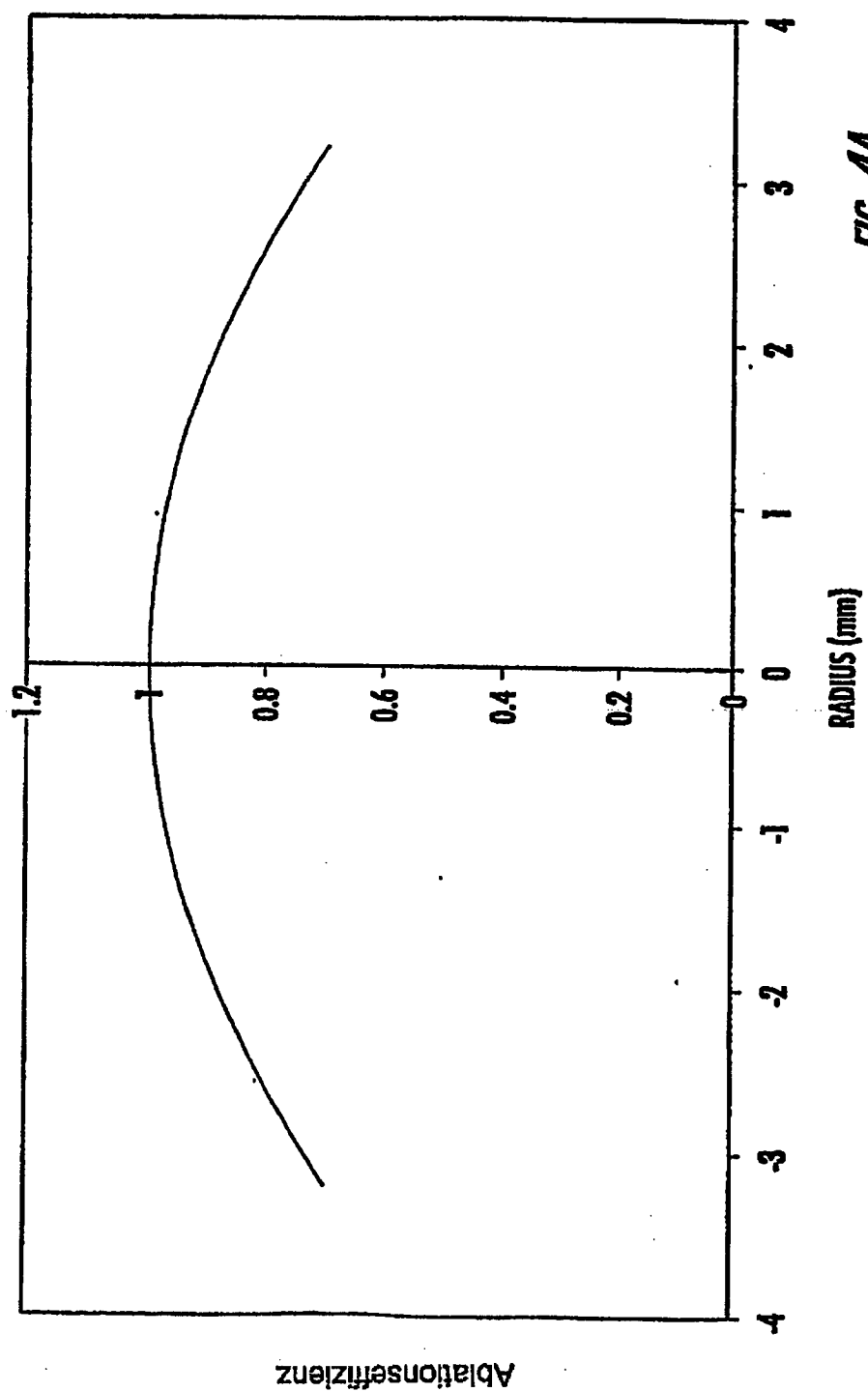


FIG. 4A.

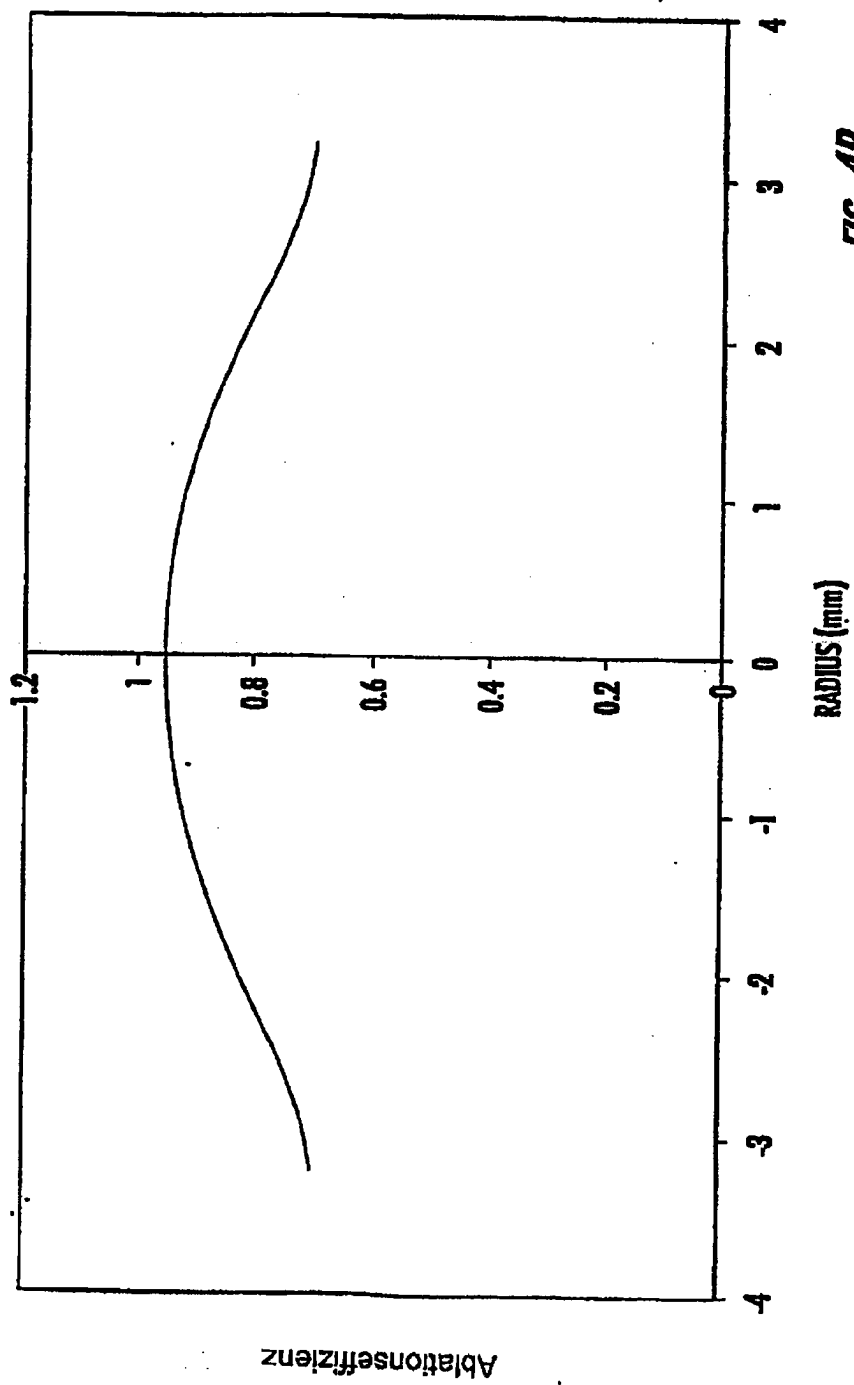


FIG. 4B.

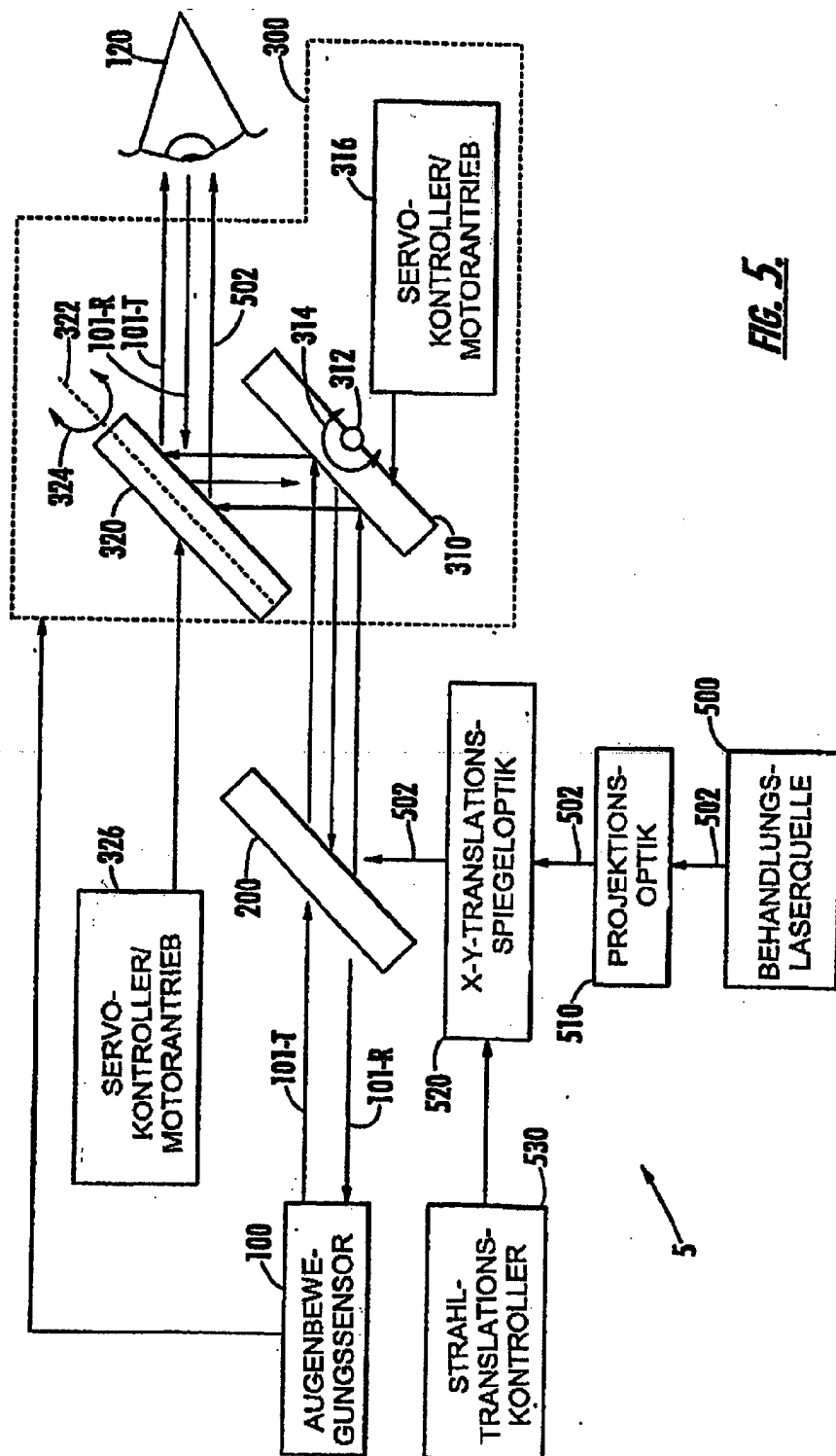
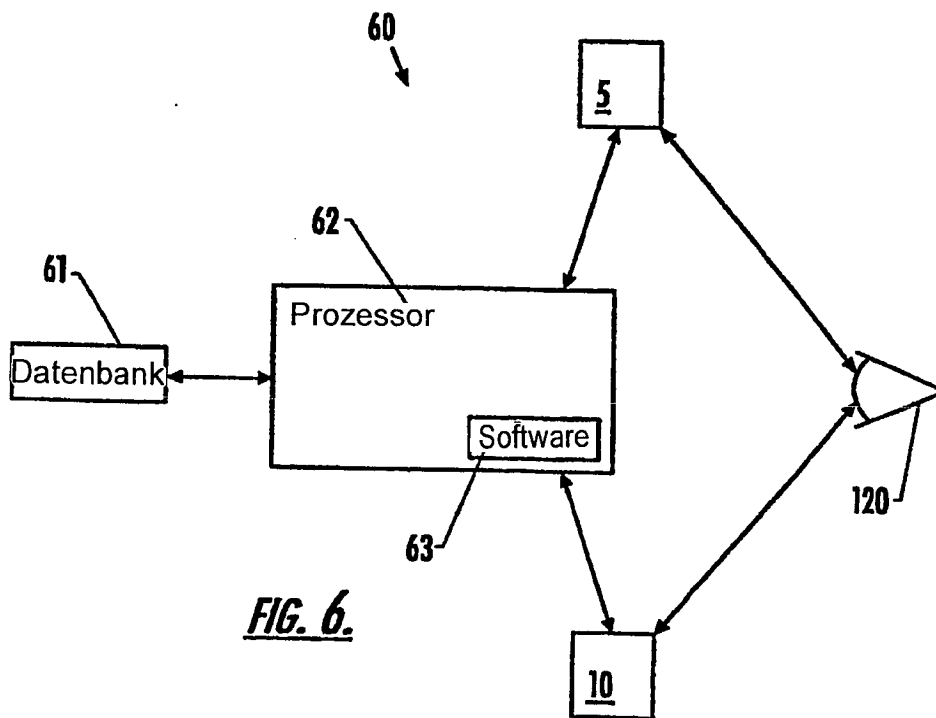
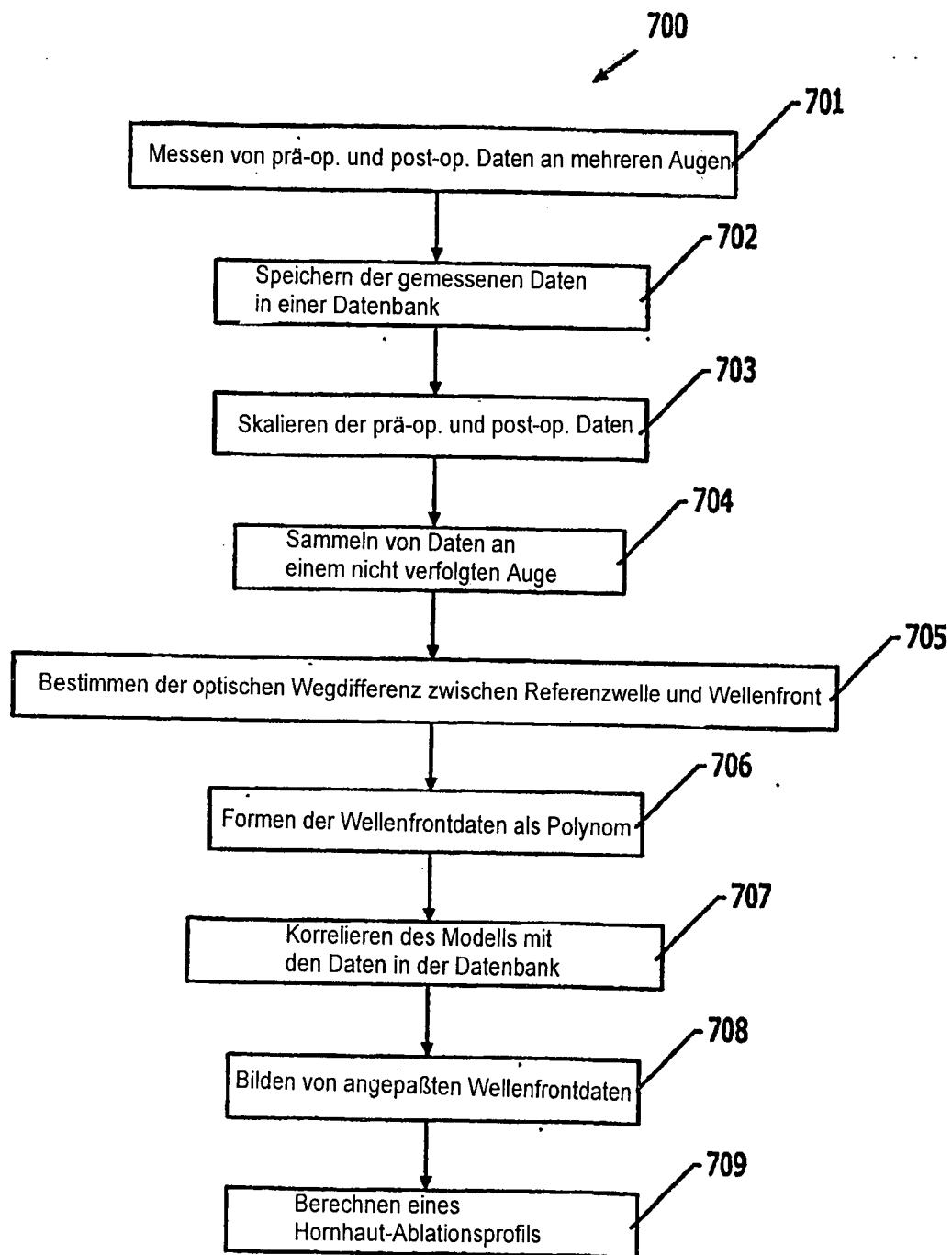


FIG. 5.



**FIG. 7.**

Laufende Behandlung

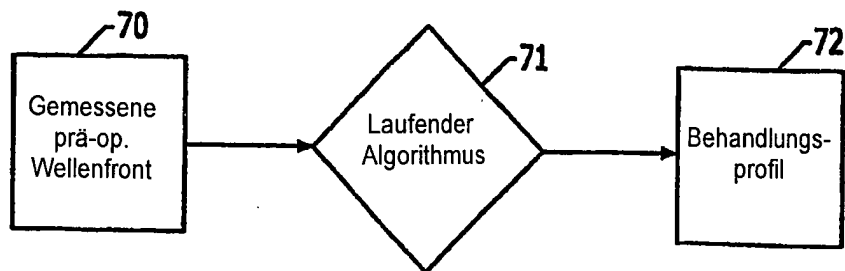


FIG. 8A.
(Stand der Technik)

Zielbehandlung

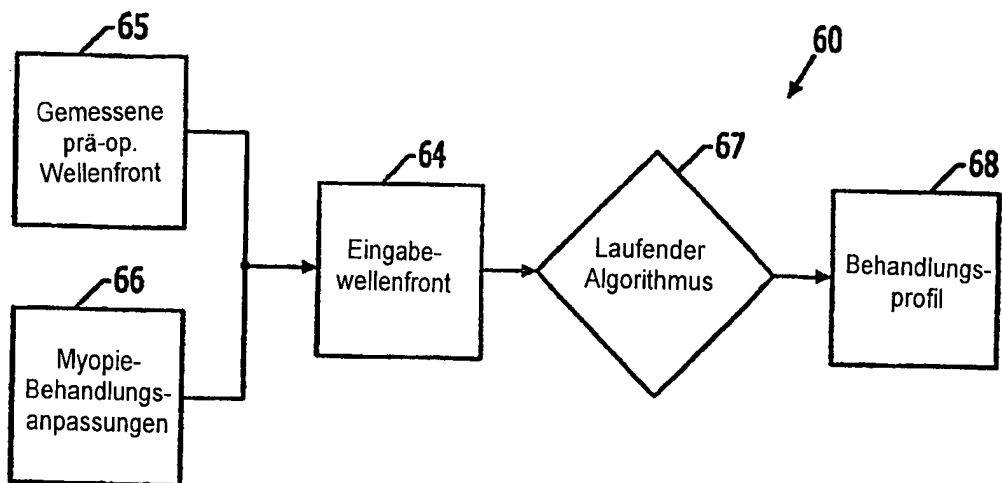


FIG. 8B.

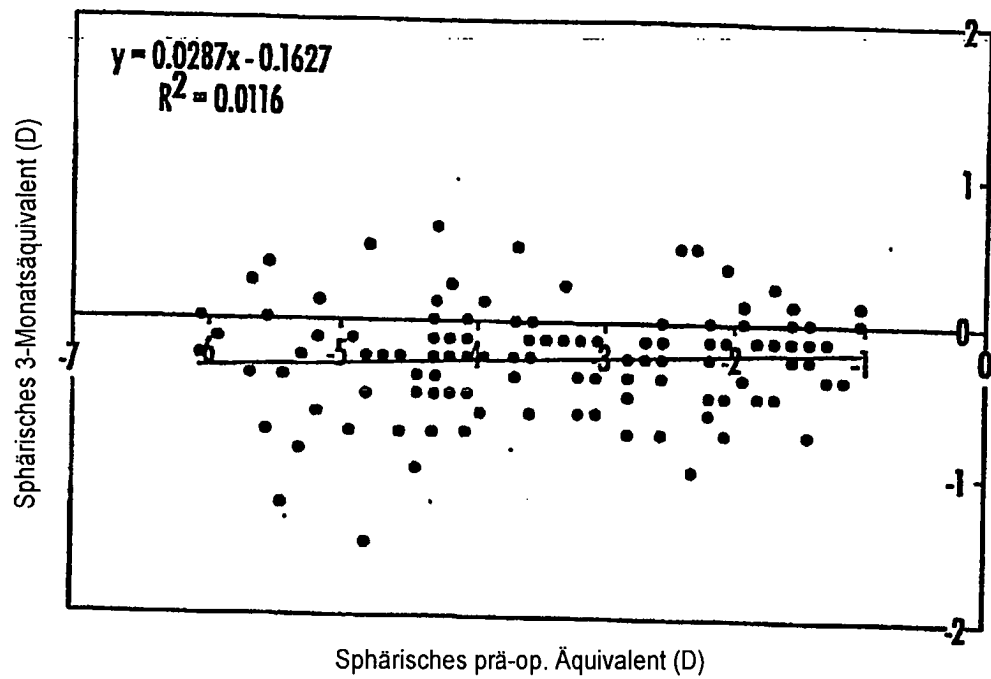


FIG. 9.

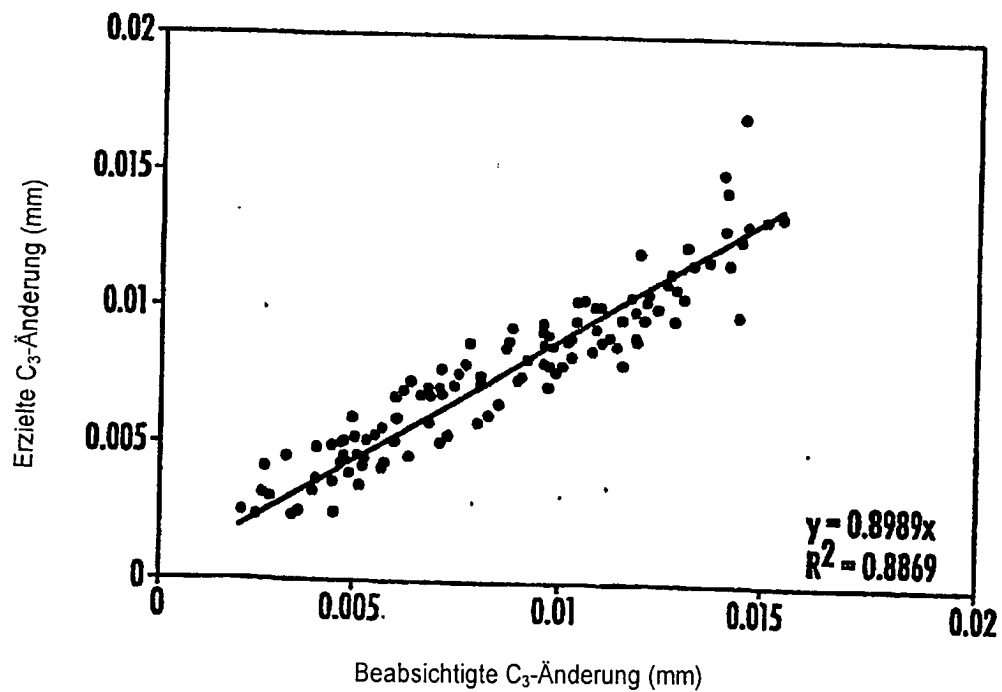


FIG. 10.

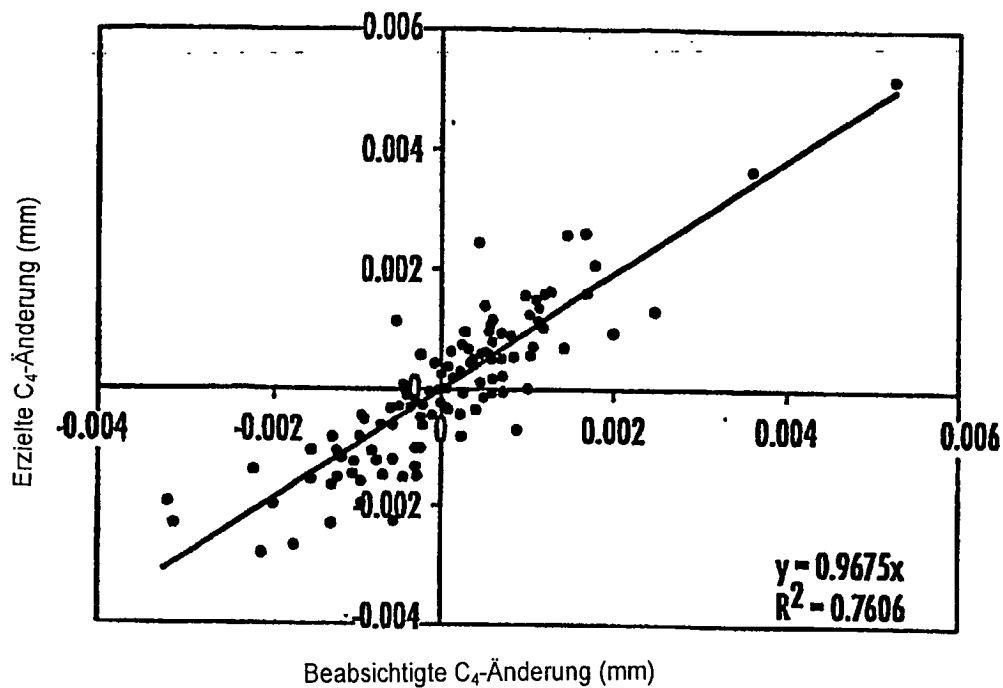


FIG. 11.

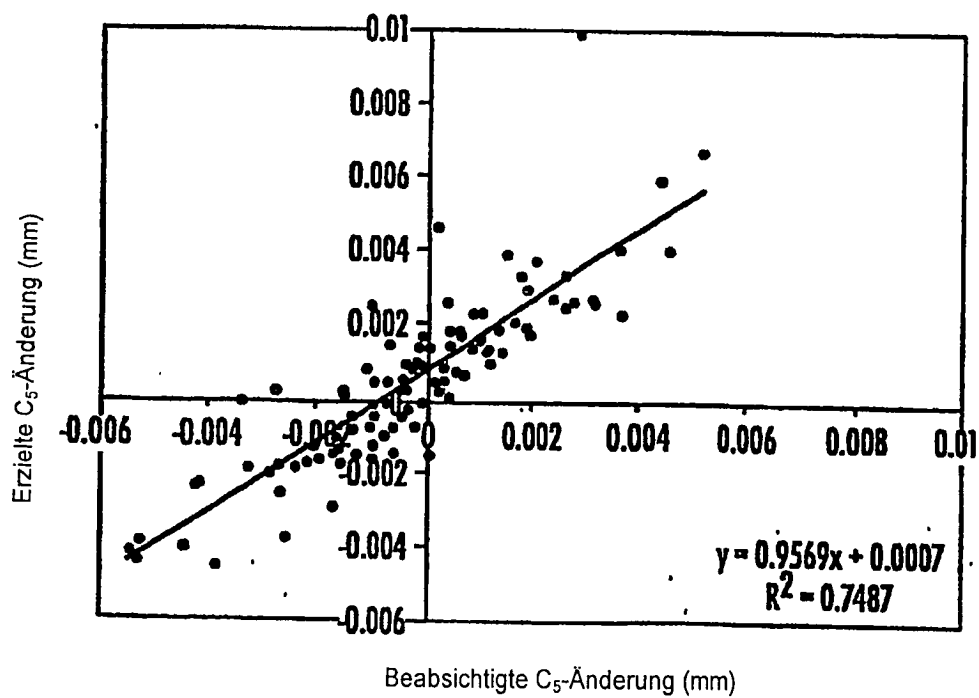


FIG. 12.

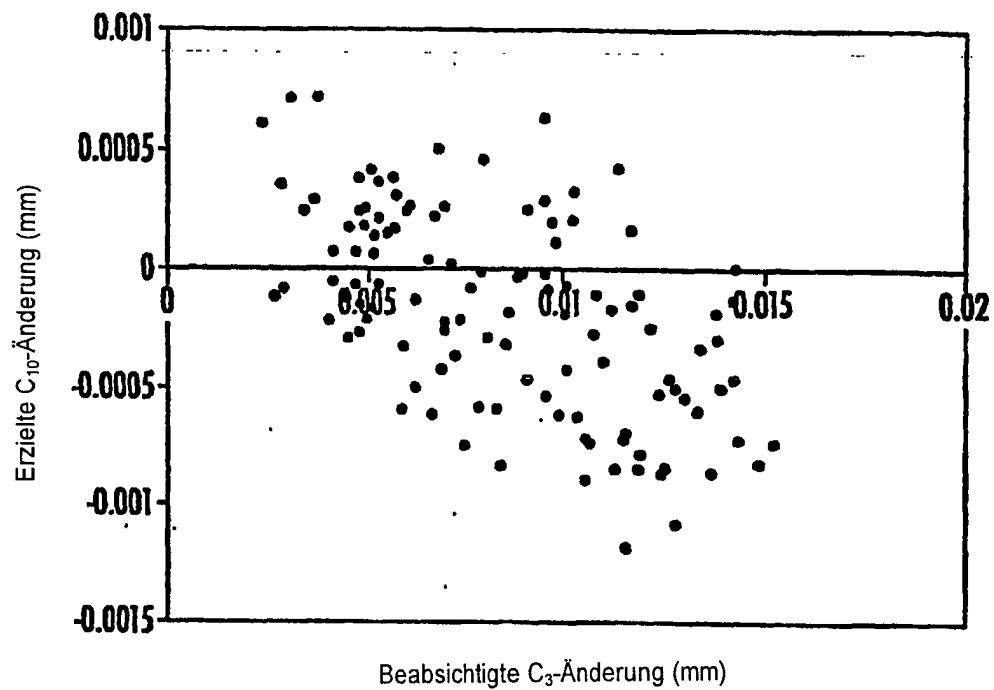


FIG. 13.

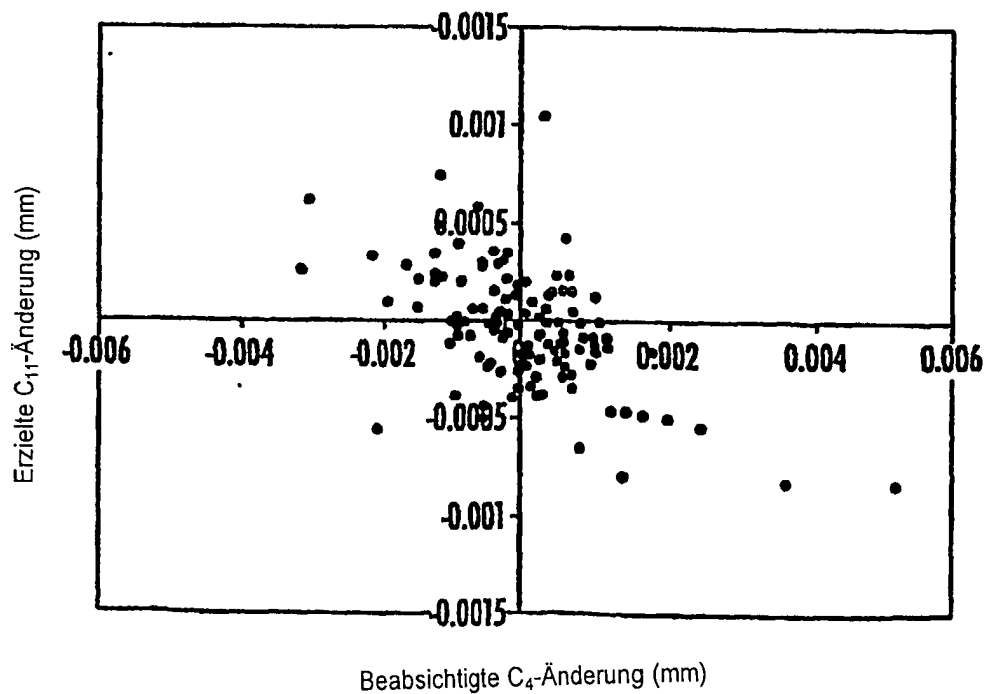


FIG. 14.

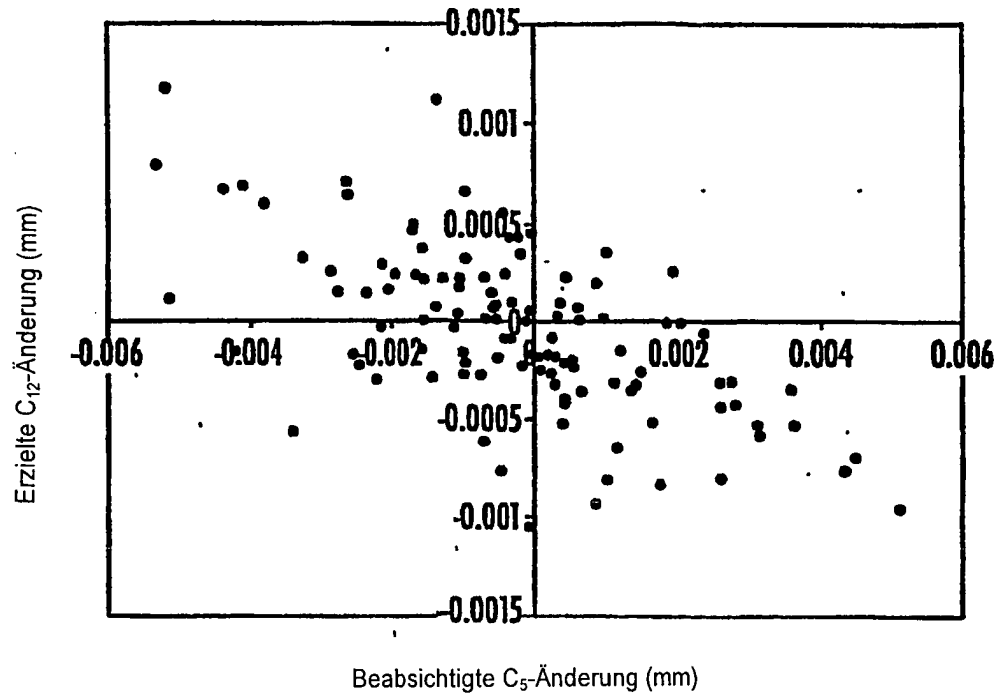


FIG. 15.